



## DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIEE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIERE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets <sup>6</sup> : <b>A61F 2/16</b>		A1	(11) Numéro de publication internationale: <b>WO 97/41805</b> (43) Date de publication internationale: 13 novembre 1997 (13.11.97)
(21) Numéro de la demande internationale: <b>PCT/FR97/00772</b> (22) Date de dépôt international: 30 avril 1997 (30.04.97)		(81) Etats désignés: CA, JP, US, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).	
(30) Données relatives à la priorité: 96/05585 3 mai 1996 (03.05.96) FR		Publiée <i>Avec rapport de recherche internationale.</i>	
(71) Déposant (pour tous les Etats désignés sauf US): W.K. ET ASSOCIES [FR/FR]; 76, avenue de Saint Mandé, F-75012 Paris (FR).			
(72) Inventeurs; et (75) Inventeurs/Déposants (US seulement): SOURDILLE, Philippe [FR/FR]; 8, rue Camille Flammarion, F-44000 Nantes (FR). ORTUNO, Angel [FR/FR]; 29, impasse des Platons, F-74330 Choisy (FR).			
(74) Mandataires: DRONNE, Guy etc.; Cabinet Beau de Loménie, 158, rue de l'Université, F-75007 Paris (FR).			

(54) Title: FLEXIBLE INTRAOCULAR IMPLANT FORMED IN ONE PIECE

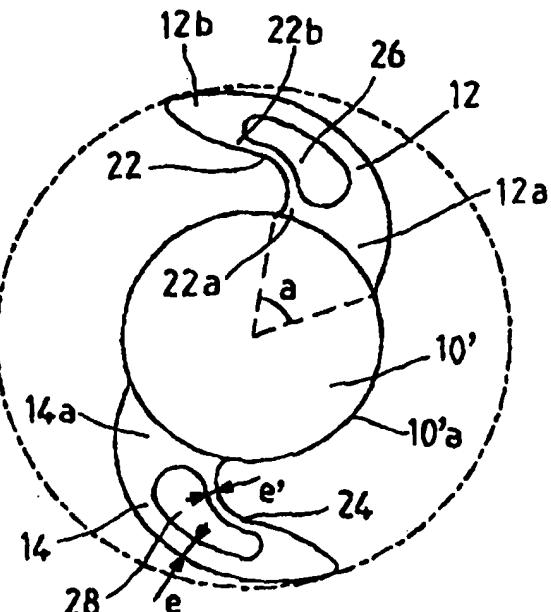
(54) Titre: IMPLANT INTRAOCULAIRE MONOBLOC SOUPLE

## (57) Abstract

The invention discloses an intraocular implant comprising a substantially circular optical part (10) and two curved haptic loops (12, 14) each with a first connecting end (12a, 14a) at the periphery of the optical part and a free second end (12b, 14b) to come to rest on the internal wall of the eye. The optical part (10) and the haptic loops (12, 14) are made of the same flexible material, the elastic modulus thereof being in a range between 0.25 MPa and 1 MPa and in that the width of each loop decreases gradually from its connecting end to its free end such that the ratio between the bending moment variation and the inertia moment variation at two separate points (P1, P2) of the loop is substantially constant.

## (57) Abrégé

L'invention concerne un implant intraoculaire comprenant une partie optique (10) de forme sensiblement circulaire et deux anses haptiques (12, 14) courbes présentant chacune une première extrémité de raccordement (12a, 14a) à la périphérie de la partie optique et une deuxième extrémité (12b, 14b) libre destinée à venir en appui sur la paroi interne de l'œil. La partie optique (10) et les anses haptiques (12, 14) sont réalisées avec un même matériau souple dont le module d'élasticité est compris entre 0,25 MPa et 1 MPa et en ce que la largeur de chaque anse va en diminuant de son extrémité de raccordement à son extrémité libre de telle manière que le rapport entre la variation du moment de flexion et la variation du moment d'inertie en deux points distincts (P1, P2) de l'anse soit sensiblement constante.



**UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION**

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AL	Albanie	ES	Espagne	LS	Lesotho	SI	Slovénie
AM	Arménie	FI	Finlande	LT	Lithuanie	SK	Slovaquie
AT	Autriche	FR	France	LU	Luxembourg	SN	Sénégal
AU	Australie	GA	Gabon	LV	Lettonie	SZ	Swaziland
AZ	Azerbaïdjan	GB	Royaume-Uni	MC	Monaco	TD	Tchad
BA	Bosnie-Herzégovine	GE	Géorgie	MD	République de Moldova	TG	Togo
BB	Barbade	GH	Ghana	MG	Madagascar	TJ	Tadjikistan
BE	Belgique	GN	Guinée	MK	Ex-République yougoslave de Macédoine	TM	Turkménistan
BF	Burkina Faso	GR	Grèce	ML	Mali	TR	Turquie
BG	Bulgarie	HU	Hongrie	MN	Mongolie	TT	Trinité-et-Tobago
BJ	Bénin	IE	Irlande	MR	Mauritanie	UA	Ukraine
BR	Brésil	IL	Israël	MW	Malawi	UG	Ouganda
BY	Bélarus	IS	Islande	MX	Mexique	US	Etats-Unis d'Amérique
CA	Canada	IT	Italie	NE	Niger	UZ	Ouzbékistan
CF	République centrafricaine	JP	Japon	NL	Pays-Bas	VN	Viet Nam
CG	Congo	KE	Kenya	NO	Norvège	YU	Yougoslavie
CH	Suisse	KG	Kirghizistan	NZ	Nouvelle-Zélande	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	République populaire démocratique de Corée	PL	Pologne		
CM	Cameroun	KR	République de Corée	PT	Portugal		
CN	Chine	KZ	Kazakhstan	RO	Roumanie		
CU	Cuba	LC	Sainte-Lucie	RU	Fédération de Russie		
CZ	République tchèque	LI	Liechtenstein	SD	Soudan		
DE	Allemagne	LK	Sri Lanka	SE	Suède		
DK	Danemark	LR	Libéria	SG	Singapour		
EE	Estonie						

## IMPLANT INTRAOCULAIRE MONOBLOC SOUPLE

La présente invention a pour objet un implant intraoculaire monobloc souple et notamment mais non exclusivement un implant de ce type destiné à être mis en place dans le sac capsulaire après ablation du cristallin.

5 Les implants intraoculaires peuvent se répartir en deux grandes catégories selon le matériau avec lequel ils sont réalisés. On distingue les implants intraoculaires dits souples et les implants intraoculaires dits rigides. Les premiers sont réalisés avec des matériaux du type gel de 10 silicone ou pHEMA, les seconds étant réalisés en général à partir du PMMA.

Les implants rigides en PMMA sont développés et fabriqués depuis de nombreuses années et leur forme est parfaitement définie. En particulier, c'est le cas pour la forme des anses haptiques, ces anses ayant pour fonction de prendre appui sur la périphérie du sac capsulaire 15 ou sur la paroi interne de l'oeil pour maintenir de façon élastique la partie optique de l'implant en regard de la pupille du patient qui a été implanté.

La tendance en matière de chirurgie oculaire et, plus précisément, de mise en place dans l'oeil d'implants intraoculaires est de réduire de 20 façon très sensible la dimension de l'incision qu'il faut pratiquer dans la cornée pour mettre en place l'implant intraoculaire. Il faut ajouter que, l'implant est le plus souvent mis en place dans le sac capsulaire après l'ablation du cristallin, les techniques d'ablation du cristallin, notamment la phaco-émulsification, peuvent être mises en oeuvre en ne 25 pratiquant qu'une incision de dimension réduite typiquement de l'ordre de 3 à 4 mm. Il était donc intéressant de disposer d'implants intraoculaires susceptibles d'être mis en place dans l'oeil à travers une telle incision. Cependant, on comprend que la dimension de la partie optique de l'implant, c'est-à-dire son diamètre, doit être suffisante pour 30 que cette partie optique joue son rôle de correction, même lorsque la pupille est dilatée au maximum et malgré un éventuel décentrement de la partie optique. Il est donc nécessaire que la partie optique présente un diamètre suffisant typiquement de l'ordre de 5 à 6 mm.

Compte tenu de toutes ces contraintes, on comprend donc que 35 seule l'utilisation d'un matériau souple permettant le pliage de la partie optique, permet de satisfaire à la double condition de passer par une

incision dans la cornée de dimension réduite et de garantir un diamètre suffisant de la partie optique pour permettre la correction optique, quelle que soit la situation.

En conséquence, un grand nombre d'implants intraoculaires dits souples ont été développés pour satisfaire à ces deux conditions. Cependant, si les matériaux dits souples apportent une solution intéressante au problème de la réalisation de la partie optique, il n'en va pas de même pour ce qui concerne la réalisation de la partie haptique. En effet, la grande flexibilité de ces matériaux fait que la transposition directe de l'haptique des implants en matériau dur ne peut donner satisfaction dans le cas des matériaux souples.

Compte tenu de cette situation, deux grandes types de solution ont été proposés: d'une part, on a proposé de réaliser des implants dans lesquels la partie optique est souple et la partie haptique est rigide typiquement réalisé en PMMA. Ces techniques sont notamment décrites dans la demande de brevet PCT/FR95/01344. Cette solution permet, d'une part de bénéficier d'une optique souple pliable et, d'autre part, d'utiliser des anses haptiques en PMMA dont la définition géométrique est parfaitement maîtrisée.

On a également proposé de réaliser la partie haptique pour les implants souples, non pas par l'intermédiaire de deux anses en C ou en J disposés diamétralement par rapport à l'optique, mais en prévoyant deux parties haptiques beaucoup plus massives se terminant par des rebords en arc-de-cercle de longueur suffisante pour assurer un contact suffisant entre la périphérie du sac capsulaire et la partie haptique. De tels implants souples sont notamment décrits dans la demande de brevet européen n° 93401744.3

On a néanmoins déjà proposé de réaliser des implants monoblocs souples avec une partie haptique constituée par deux anses courtes de type relativement classique. Cependant, ces implants sont peu satisfaisants dans la mesure où, en raison de la très grande flexibilité de ce matériau qui présente un module d'élasticité typiquement inférieur à 0,2 MPa, l'anse haptique, sous l'effet des contraintes résultant de sa mise en place dans le sac capsulaire, se plie localement dans la région du raccordement de l'anse à la périphérie de la partie optique. Il en résulte que la zone de contact effective entre les anses haptiques et la périphérie

du sac capsulaire est réduite, ce qui assure imparfaitement le maintien en place de la partie optique et ce qui risque surtout d'entraîner une déformation du sac capsulaire avec les conséquences dommageables que cela entraîne ou même une perforation de ce sac capsulaire sous 5 l'effet de la concentration des contraintes de pression. c'est ce qui est représenté sur la figure 6. la partie optique est référencée 2, les anses haptiques 4 et la périphérie du sac capsulaire 6.

Un objet de la présente invention est de fournir un implant intraoculaire monobloc souple présentant une partie haptique constituée 10 par des anses mais qui comporte une partie haptique ayant des propriétés de maintien et de flexibilité améliorées pour obtenir des résultats sensiblement équivalents à ceux que l'on obtient avec des anses haptiques en PMMA.

Pour atteindre ce but, l'implant intraoculaire qui comprend une 15 partie optique de forme sensiblement circulaire et deux anses haptiques courbes présentant chacune une première extrémité de raccordement à la périphérie de la partie optique et une extrémité libre destinée à venir en appui sur la paroi interne de l'oeil se caractérise en ce que la partie optique et les anses haptiques sont réalisés avec un même matériau 20 souple dont le module d'élasticité est compris entre 0,25 MPa et 1 MPa, et en ce que la largeur dans le plan optique de chaque anse va en diminuant de son extrémité de raccordement à son extrémité libre de telle manière que la variation du rapport entre la variation du moment de flexion appliqué à l'anse et la variation du moment d'inertie soit 25 sensiblement constante entre deux points distincts de l'anse sur toute la longueur de l'anse.

Grâce à cette définition spécifique de la géométrie de l'anse, on obtient une flexion répartie de l'anse qui lui permet ainsi de s'adapter par flexion aux différents diamètres internes du sac capsulaire en évitant 30 une flexion localisée de l'anse au niveau de son raccordement à la partie optique et en réalisant ainsi une longueur de contact importante entre l'anse et la paroi interne du sac capsulaire ou de l'oeil selon les modes d'implantation.

Selon un mode préféré de réalisation, chaque anse haptique 35 comprend en outre un bras complémentaire séparé de l'anse proprement dite et dont une première extrémité est raccordée à la périphérie de la

partie optique à proximité de l'extrémité de raccordement de l'anse et dont l'autre extrémité est raccordée à l'anse à proximité de son extrémité libre, la section dudit bras additionnel étant inférieure à celle de l'anse, ledit bras étant disposé du côté concave de l'anse.

5 Grâce à la présence d'un bras complémentaire associé à chaque anse haptique proprement dite, non seulement on conserve les propriétés de flexion des anses conformes à la définition donnée précédemment mais, en outre, on augmente le moment d'inertie de chaque anse haptique par rapport aux risques de torsion de l'anse par rapport à sa fibre neutre. Cela permet ainsi d'éviter un mouvement de 10 rotation relatif de la partie optique par rapport aux deux anses, ce mouvement de rotation risquant de produire un déplacement de la partie optique de telle manière que le plan de la partie optique ne soit plus perpendiculaire à l'axe optique de l'oeil.

15 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront mieux à la lecture de la description qui suit de plusieurs modes de réalisation de l'invention donnés à titre d'exemples non limitatifs. La description se réfère aux figures annexées sur lesquelles :

- la figure 1a est une vue de face d'un premier mode de 20 réalisation de l'implant intraoculaire souple;
- la figure 1b est une vue de côté de l'implant intraoculaire de la figure 1a;
- la figure 2a est une vue de face d'un deuxième mode de réalisation de l'implant intraoculaire souple;
- la figure 2b est une vue de côté de l'implant intraoculaire de la 25 figure 2a;
- la figure 3 est une vue de l'implant intraoculaire de la figure 1a mis en place dans le sac capsulaire;
- les figures 4a et 4b montrent un implant intraoculaire du type 30 représenté sur la figure 2a mis en place dans des sacs capsulaires de diamètre différent;
- les figures 5a à 5c sont des courbes montrant la force de compression en fonction du diamètre final de l'implant après sa mise en place dans le sac capsulaire; et
- la figure 6 déjà décrite montre un implant souple de l'art 35 antérieur mis en place dans le sac capsulaire.

En se référant tout d'abord aux figures 1a et 1b ainsi qu'à la figure 3, on va décrire un premier mode de réalisation de l'implant intraoculaire monobloc souple. Comme le montre la figure 1a, l'implant intraoculaire est constitué par une partie optique 10 de forme sensiblement circulaire et limitée par un dioptre antérieur et un dioptre postérieur et par une partie haptique constituée par deux anses 12 et 14, ces deux anses étant identiques ou sensiblement identiques et raccordées à la périphérie 10a de la partie optique en deux points sensiblement diamétralement opposés. Ces anses en C présentent une courbure qui varie de façon régulière sans présenter de points singuliers.

Selon une caractéristique essentielle de l'invention, l'implant est monobloc, c'est-à-dire que la partie optique 10 et les anses haptiques 12 et 14 ne constituent qu'une seule pièce, cette pièce étant un pHEMA, par exemple de l'hydrogel. Le module d'élasticité de la composition de pHEMA utilisé est compris entre 0,25MPa et 1MPa. De préférence, selon le mode particulier de réalisation décrit, le module d'élasticité est égal à 0,6 MPa. On voit donc que, pour réaliser l'implant monobloc souple, on utilise un type de pHEMA présentant un module d'élasticité supérieur au pHEMA classiquement utilisé. Cependant, en limitant le module d'élasticité à 1MPa, on conserve la possibilité de plier l'optique aisément et de maintenir l'optique pliée avec une force de maintien compatible avec l'intervention chirurgicale.

En outre, comme on le voit, chaque anse 12 comporte une zone, une extrémité de raccordement 12a qui présente une largeur importante par rapport à la partie courante de l'anse et qui est raccordée donc sur un angle au centre a de la partie optique relativement importante, par exemple de l'ordre de 80 degrés et plus généralement compris entre 60 et 90 degrés, et une deuxième extrémité libre 12b destinée à venir en appui sur la paroi interne du sac capsulaire ou de l'oeil selon le mode d'implantation retenu.

Selon une caractéristique essentielle de l'invention, si l'on considère la fibre neutre L de l'anse et si l'on considère deux points P1 et P2 de cette fibre neutre, la géométrie de la partie courante de l'anse est réalisée de telle manière que le rapport de la variation du moment de flexion présent aux points P1 et P2 dû à l'effort appliqué sur l'anse lors

de sa mise en place dans l'oeil, et de la variation du moment d'inertie en ces deux points P2 et P1, soit sensiblement constante.

5 Pour ce faire, et si l'on considère une force exercée sur le bout de l'anse, alors le moment de flexion va croître au fur et à mesure que l'on se rapproche de l'optique de façon sensiblement linéaire. Il s'agit donc de faire varier le moment d'inertie de la même façon. Le moment d'inertie va s'exprimer de la façon suivante :  $I_2 = I_0 + l \times \Delta I$ .

10  $I_0$  est le moment d'inertie en bout d'anse, l étant la distance (en mm) qui sépare le bout de l'anse au point considéré, cette distance étant prise sur ladite fibre neutre.

$\Delta I$  est le coefficient de variation du moment d'inertie. Cette variation de moment d'inertie est exprimée en  $\text{mm}^4$ . De préférence,  $\Delta I$  est compris entre  $5.10^{-4}$  et  $15.10^{-4}$ .

15 Grâce à cette disposition, on obtient ainsi une courbure par flexion régulière de l'anse lorsque l'implant est mis en place à l'intérieur du sac capsulaire. Par exemple, sur la figure 1a-1b, le diamètre D1 de la partie optique est de 6 mm alors que le diamètre D2 externe de la partie haptique au repos est égal à 12 mm.

20 Sur la figure 3, on a représenté la déformation de l'anse lorsque l'implant est mis en place dans un sac capsulaire 20 de diamètre interne 11 mm. On voit que la flexion de chaque anse, au lieu de se concentrer dans les zones de raccordement 12a à 14a, se développe sur l'ensemble de la longueur de l'anse 12-14, ce qui permet d'avoir une zone de contact importante Z entre la partie de l'anse proche de son extrémité 25 libre 12b-14b avec la paroi interne du sac capsulaire.

30 On comprend que cette longueur relativement importante de contact évite une déformation localisée du sac capsulaire, du fait que la pression ponctuelle appliquée se répartit sur toute la zone Z et non en un nombre de points limité, comme dans le cas des implants de l'état de la technique. En outre, cette disposition permet d'éviter les risques de perforation de sac capsulaire du fait d'une pression localisée importante. Enfin, du fait que cette zone Z présente une longueur relativement importante, on a un bon appui de chaque anse sur la paroi interne du sac capsulaire et donc un bon maintien en place de la partie optique.

35 Pour obtenir cette constance ou sensiblement constance du rapport de la variation du moment de flexion appliquée à l'anse sur la

variation du moment d'inertie, de préférence, l'anse a dans le plan optique une largeur  $e$  qui va en diminuant de son extrémité de raccordement 14a vers son extrémité libre 14b. Sur la figure 1a, on a représenté une largeur  $e1$  proche de la zone de raccordement égal à 5 0,55 mm et une largeur  $e2$  à son extrémité 14b qui vaut 0,35 mm. Comme le montre la figure 1b, en revanche, si l'on considère l'épaisseur  $d$  de chaque anse, c'est-à-dire sa dimension selon la direction de l'axe optique XX', cette épaisseur  $d$  va en augmentant de la périphérie de la partie optique vers l'extrémité libre. Typiquement, dans la zone d1, cette 10 épaisseur est de 0,35 mm alors qu'à l'extrémité libre 12b, cette épaisseur  $d2$  vaut 0,45 mm. Pour ce faire le moment d'inertie varie en fonction de la distance qui sépare le bout de l'anse au point considéré sur la fibre neutre avec un coefficient compris entre  $5.10^{-4}$  et  $15.10^{-4}$ . Le moment est exprimé en  $\text{mm}^4$  et la distance en mm.

15 En se référant maintenant aux figures 2a, 2b et 4a, 4b, on va décrire un deuxième mode de réalisation de l'implant intraoculaire monobloc souple selon l'invention. Dans ce mode de réalisation, chaque anse haptique 12, 14 et qui a, dans la partie courante, les mêmes dimensions que les anses des modes de réalisation de la figure 1a, est 20 complétée par un bras additionnel respectivement référencé 22, 24. Chaque bras 22, 24 comporte également une extrémité de raccordement 22a à la périphérie de la partie optique et une extrémité 22b de raccordement à l'extrémité libre 12b de l'anse associée. Le bras 22 ou 24, 25 a une largeur sensiblement constante  $e'$  sauf bien sûr dans sa partie d'extrémité de raccordement 22b où cette épaisseur est plus importante pour assurer la continuité avec l'anse 12, la largeur  $e'$  est typiquement égale à 0,25 mm. Ainsi, l'ensemble constitué par l'anse 12 et le bras 22 définit entre ces deux éléments un évidemment respectivement référencé 26 et 28.

30 Ce mode de réalisation perfectionné présente tous les avantages du mode de réalisation de la figure 1a, en ce qui concerne les qualités de flexion des anses proprement dites 12 et 14 mais, en outre, le couplage mécanique des bras 22 et 24 avec les anses 12 et 14 permet d'éviter les risques de rotation de la partie optique 10, en raison des risques de 35 torsion des anses 12 et 14, du fait de leur constitution en un matériau relativement souple. En effet, les bras additionnels 22 et 24 étant

directement reliés à une autre zone de la périphérie de la partie optique et à l'extrémité libre de chaque anse, ce mouvement de torsion est évité ou, du moins, les risques en sont considérablement diminués.

5 Les figures 4a et 4b montrent la mise en place de l'implant intraoculaire 10' de la figure 2a dans un sac capsulaire 20 dont le diamètre interne est respectivement égal à 11 mm pour la figure 4a et 10 mm pour la figure 4b. Ces figures montrent en particulier la déformation par flexion des anses 12 et 14 et des bras 22 et 24. On constate que l'on a encore une zone Z relativement importante de contact entre les anses haptiques et la périphérie 20 du sac capsulaire, ce qui présente bien sûr les mêmes avantages que ceux qui ont été décrits en liaison avec la figure 3.

10 15 Les figures 5a à 5c montrent les essais effectués respectivement sur un implant souple monobloc de l'art antérieur (5a), et sur les implants de la figure 1a (5b) et de la figure 2a (5c). Sur chaque diagramme, on représente la force de compression F en fonction du diamètre externe D de la partie haptique, le diamètre D au repos étant égal à 12 mm.

20 Dans le cas de la figure 5a, on voit que la force de compression est très réduite, alors que, dans le cas des figures 5b et 5c, cette force de compression est bien plus élevée pour un même diamètre, ce qui assure un bien meilleur maintien en place dans l'oeil de la partie optique.

## REVENDICATIONS

1. Implant intraoculaire comprenant une partie optique de forme sensiblement circulaire et deux anses haptiques courbes présentant 5 chacune une première extrémité de raccordement à la périphérie de la partie optique et une deuxième extrémité libre destinée à venir en appui sur la paroi interne de l'oeil, caractérisé en ce que la partie optique et les anses haptiques sont réalisées avec un même matériau souple dont le module d'élasticité est compris entre 0,25 MPa et 1 MPa et en ce que la 10 largeur de chaque anse va en diminuant de son extrémité de raccordement à son extrémité libre de telle manière que le rapport entre la variation du moment de flexion et la variation du moment d'inertie en deux points distincts de l'anse soit sensiblement constant.
- 15 2. Implant intraoculaire selon la revendication 1, caractérisé en ce que la variation du moment d'inertie rapportée à la distance qui sépare la deuxième extrémité (12b, 14b) de l'anse du point considéré sur la fibre neutre de l'anse est comprise entre  $5.10^{-4}$  et  $15.10^{-4}$ , le moment d'inertie étant exprimé en  $\text{mm}^4$  et la distance en mm.
- 20 3. Implant intraoculaire selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que chaque anse haptique comprend en outre un bras complémentaire séparé de l'anse proprement dite et dont une première extrémité est raccordée à la périphérie de la partie optique à 25 proximité de l'extrémité de raccordement de l'anse et dont une deuxième extrémité est raccordée à l'anse à proximité de son extrémité libre, la section droite dudit bras complémentaire étant inférieure à celle de l'anse, ledit bras étant disposé du côté concave de l'anse.
- 30 4. Implant intraoculaire selon la revendication 3, caractérisé en ce que l'épaisseur de chaque anse selon la direction de l'axe optique va en augmentant de l'extrémité de raccordement vers l'extrémité libre.
- 35 5. Implant intraoculaire selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que l'extrémité de raccordement de chaque anse

s'étend sur la périphérie de la partie optique sur une longueur correspondant à un angle au centre à compris entre 60 et 90 degrés.

1 / 3

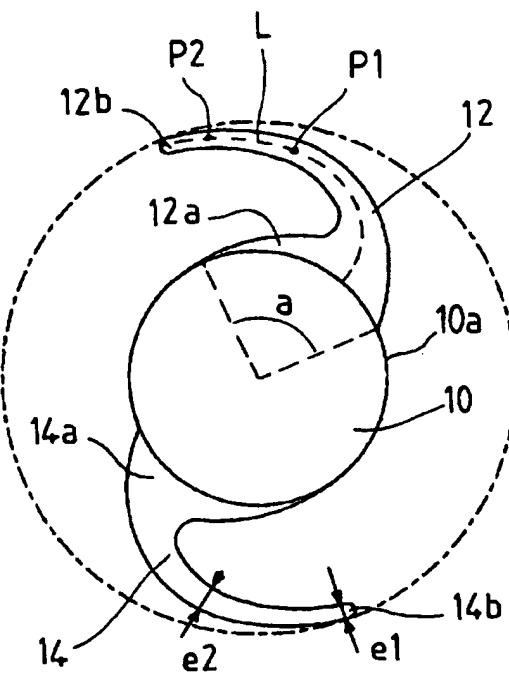


FIG. 1a

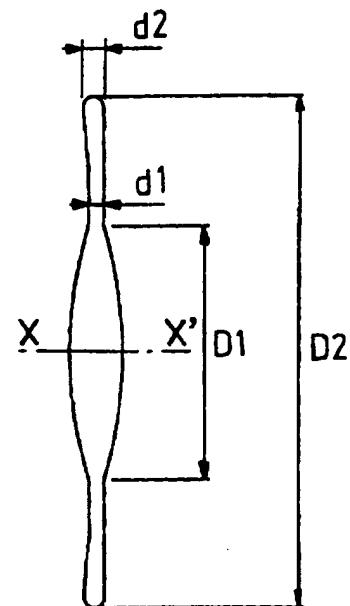


FIG. 1b

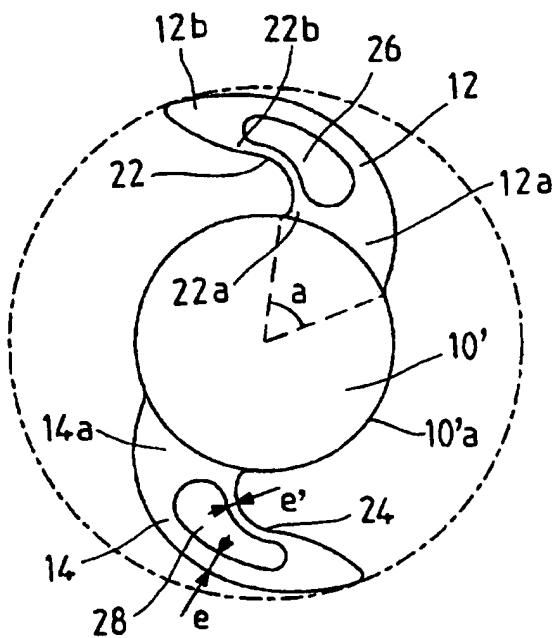


FIG. 2a

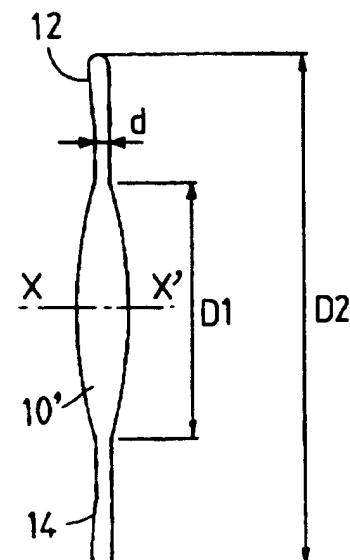


FIG. 2b

2 / 3

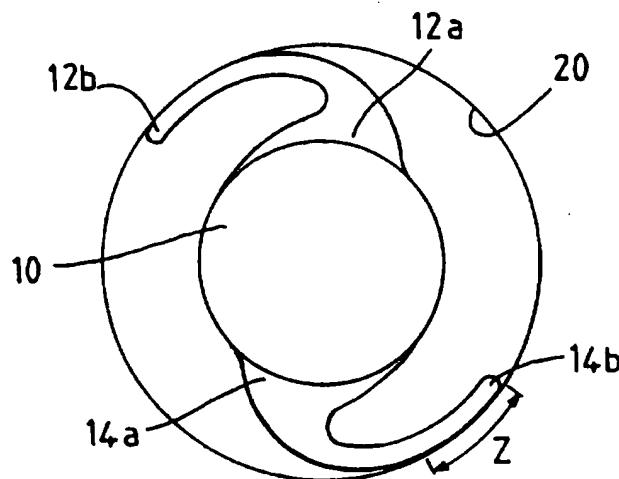


FIG. 3

FIG. 4a

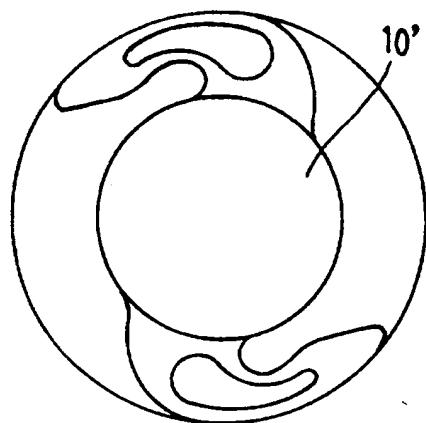
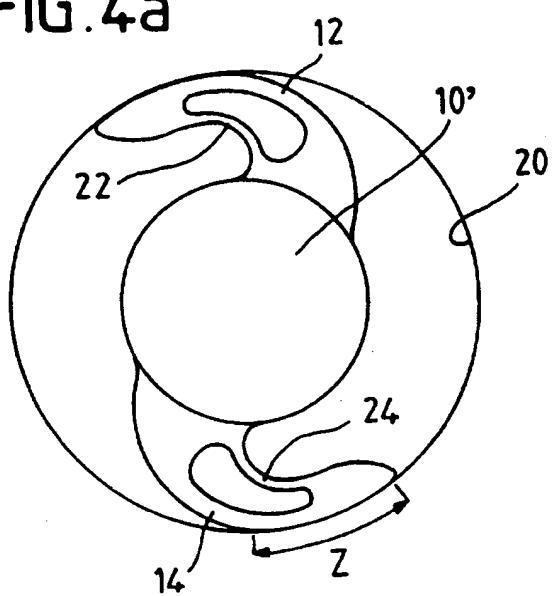


FIG. 4b

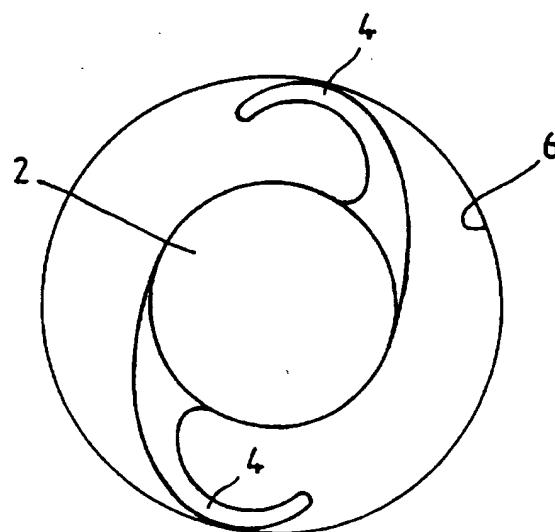


FIG. 6

3 / 3

FIG.5a

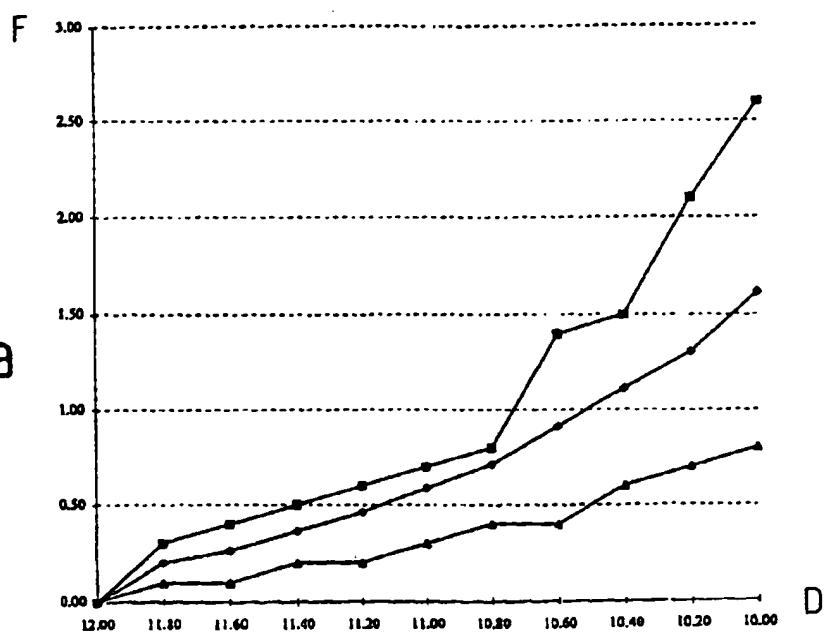


FIG.5b

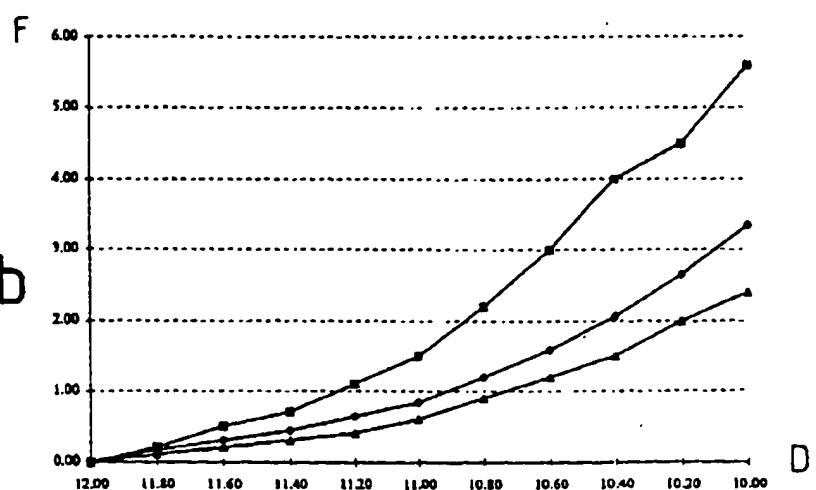
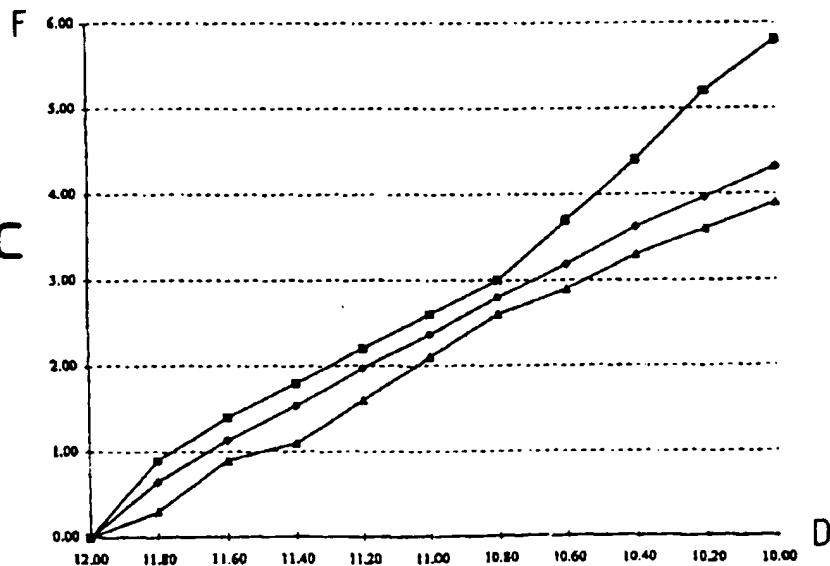


FIG.5c



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. onal Application No  
PCT/FR 97/00772

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 6 A61F2/16

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 6 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	GB 2 180 160 A (S.B. SIEPSER) 25 March 1987	1,2,5
Y	see abstract; figure 6 see page 8, line 11 - line 12; figure 6B ---	3,4
Y	WO 94 28825 A (ALLERGAN) 22 December 1994 see page 9, line 25 - page 10, line 6; figure 3A ---	3
Y	EP 0 579 528 A (CORNEAL) 19 January 1994 cited in the application see abstract; claim 3; figure 2 ---	4
A	FR 2 701 390 A (D. BARON ET AL.) 19 August 1994 see abstract; figure 5 ---	4
		-/-

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- \*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

27 June 1997

Date of mailing of the international search report

25.07.97

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Wolf, C

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/FR 97/00772

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 133 749 A (L.T. NORDAN) 28 July 1992 see abstract; figure 5 see column 2, line 52 - line 66; figure 10 ---	4
A	GB 2 144 041 A (J.M. GRAETHER) 27 February 1985 ---	
A	US 4 787 904 A (S.L. SEVERIN ET AL.) 29 November 1988 see abstract; figure 3 ---	1,3
P,X	EP 0 766 952 A (RAYNER INTRAOCULAR LENSES AND IH LABORATORIES) 9 April 1997 see abstract see column 3, line 26 - column 5, line 28; figure 6B -----	1-5

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International Application No	
PCT/FR 97/00772	

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
GB 2180160 A	25-03-87	DE 3629193 A JP 62101244 A US 4734095 A	26-03-87 11-05-87 29-03-88
WO 9428825 A	22-12-94	US 5571177 A US 5567365 A	05-11-96 22-10-96
EP 579528 A	19-01-94	FR 2693649 A	21-01-94
FR 2701390 A	19-08-94	NONE	
US 5133749 A	28-07-92	NONE	
GB 2144041 A	27-02-85	US 4610689 A DE 3427830 A FR 2549716 A JP 60055943 A	09-09-86 14-02-85 01-02-85 01-04-85
US 4787904 A	29-11-88	NONE	
EP 766952 A	09-04-97	NONE	

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Den : Internationale No  
PCT/FR 97/00772

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE  
CIB 6 A61F2/16

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)  
CIB 6 A61F

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications vistées
X	GB 2 180 160 A (S.B. SIEPSER) 25 Mars 1987	1,2,5
Y	voir abrégé; figure 6 voir page 8, ligne 11 - ligne 12; figure 6B	3,4
Y	WO 94 28825 A (ALLERGAN) 22 Décembre 1994 voir page 9, ligne 25 - page 10, ligne 6; figure 3A	3
Y	EP 0 579 528 A (CORNEAL) 19 Janvier 1994 cité dans la demande voir abrégé; revendication 3; figure 2	4
A	FR 2 701 390 A (D. BARON ET AL.) 19 Août 1994 voir abrégé; figure 5	4
	---	-/-

Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

\* Catégories spéciales de documents cités:

- \*'A' document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- \*'E' document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- \*'L' document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- \*'O' document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- \*'P' document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- \*'T' document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- \*'X' document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- \*'Y' document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- \*'&' document qui fait partie de la même famille de brevets

2

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

27 Juin 1997

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

25.07.97

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale

Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+ 31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Wolf, C

**RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE**

Demande Internationale No  
PCT/FR 97/00772

**C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS**

Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	US 5 133 749 A (L.T. NORDAN) 28 Juillet 1992 voir abrégé; figure 5 voir colonne 2, ligne 52 - ligne 66; figure 10 ----	4
A	GB 2 144 041 A (J.M. GRAETHER) 27 Février 1985 ----	
A	US 4 787 904 A (S.L. SEVERIN ET AL.) 29 Novembre 1988 voir abrégé; figure 3 ----	1,3
P,X	EP 0 766 952 A (RAYNER INTRAOCULAR LENSES AND IH LABORATORIES) 9 Avril 1997 voir abrégé voir colonne 3, ligne 26 - colonne 5, ligne 28; figure 6B -----	1-5

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Document Internationale No  
PCT/FR 97/00772

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
GB 2180160 A	25-03-87	DE 3629193 A JP 62101244 A US 4734095 A	26-03-87 11-05-87 29-03-88
WO 9428825 A	22-12-94	US 5571177 A US 5567365 A	05-11-96 22-10-96
EP 579528 A	19-01-94	FR 2693649 A	21-01-94
FR 2701390 A	19-08-94	AUCUN	
US 5133749 A	28-07-92	AUCUN	
GB 2144041 A	27-02-85	US 4610689 A DE 3427830 A FR 2549716 A JP 60055943 A	09-09-86 14-02-85 01-02-85 01-04-85
US 4787904 A	29-11-88	AUCUN	
EP 766952 A	09-04-97	AUCUN	

THIS PAGE BLANK (USPTO)